

CLIPPEDIMAGE= JP402252453A

PAT-NO: JP402252453A

DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 02252453 A

TITLE: SURGICAL TREATING DEVICE FOR NON-EMMETROPIA

PUBN-DATE: October 11, 1990

INVENTOR-INFORMATION:

NAME

FEDOROV, SVYATOSLAV NIKOLAEVICH

IVASHINA, ALBINA IVANOVNA

LINNIK, LEONID FEODOSIEVICH

ALEKSANDR, DMITRIEV SEMENOV

TJURIN, VLADIMIR STEPANOVICH

ORLOW, MIKHAIL JURIEVICH

BEILIN, EFIM NATANOVIC

LEKHTSIER, EVGENIJ N

IGOR, SKVORCOV ANATOLEVICH

ASSIGNEE-INFORMATION:

NAME

MEZHOTRASLEVOJ NT KOMPLEKS MIKROKHIR
GLAZA

COUNTRY

N/A

APPL-NO: JP02034017

APPL-DATE: February 16, 1990

INT-CL (IPC): A61F009/00

ABSTRACT:

PURPOSE: To carry out surgical treatment of non-emmetropia precisely and speedily by forming an unit to disperse laser radioactive-energy density uniformly as a waveguide having a rectangular cross-section.

CONSTITUTION: An ultraviolet pulse producing laser 1, a diaphragm 2 having a rectangular cross-section, an unit 3 to disperse laser

radioactive
energy-density injected by the laser 1 uniformly and an
additional lense 4
positioned across the diaphragm 2 along a passage of
radioactive ray injected by
the laser 1, are bonded integratedly. Thereby, a complete
averaging of an
interference pattern is made at an outlet end of the
waveguide 5 due to
vibration produced in two vertical directions respectively
by means of a lens
4. Therefore, actually complete utilization of laser
energy and an optional
distribution of radioactive energy density at an output
part, can be realized
to increase precision of an operation substantially and
shorten an operation
time to at least half.

COPYRIGHT: (C)1990,JPO

⑬ Int. Cl.⁵

A 61 F 9/00

識別記号

3 1 1

庁内整理番号

6840-4C

⑭ 公開 平成2年(1990)10月11日

審査請求 未請求 請求項の数 5 (全7頁)

⑮ 発明の名称 非正視症の外科的治療装置

⑯ 特 願 平2-34017

⑰ 出 願 平2(1990)2月16日

優先権主張 ⑱1989年2月17日 ⑲ソ連(SU) ⑳4647693

㉑ 発 明 者 スビヤトスラフ ニコ ソビエト連邦, モスコー, ベレウロク ドストエフスコ
ラエビチ フェドロフ ゴ, 1/21, クバルチーラ 32

㉒ 発 明 者 アルビナ イバノフナ ソビエト連邦, モスコー, ウリツア 800-レテイア モ
イバシナ スクビ, 8, クバルチーラ 73

㉓ 出 願 人 メゾトラスレポイ ナ ソビエト連邦, モスコー, ベスクドニコフスキブルバル,
ウチノーテフニチエス 59アー
キコムプレクス“ミク
ロヒルギア グラザ”

㉔ 代 理 人 弁理士 青 木 朗 外4名
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

非正視症の外科的治療装置

2. 特許請求の範囲

1. 共通の光軸上に配設された構成要素、すなわち、紫外線パルス発生レーザー(1)と、光線横断面全面にわたってレーザー放射線エネルギー密度を均一に分布させるユニット(3)と、光線横断面全面にわたるレーザー(1)の放射線エネルギー密度の所要分布の形成装置(6)と、投影レンズ(7)とを具備する非正視症の外科的治療のための装置において、レーザー放射線エネルギー密度の均一分布ユニット(3)が實際上矩形横断面導波管(5)であることを特徴とする非正視症の外科的治療装置。

2. 導波管(5)が正方形断面の平行六面体として形成されまた付加レンズ(4)がレーザー放射線の通路に沿って導波管の前方に設けられ、このレンズがレーザー(1)から出る放射光線を導波管(5)の入口と寸法上合致させるようにしていることを特徴とする請求項1に記載の装置。

3. 付加レンズ(4)が光軸と直角をなす平面上で光軸に対し振動することができることを特徴とする請求項2に記載の装置。

4. 導波管(11)が、その大きな方の底面がレーザーに直面するピラミッド切頭体として形成されていることを特徴とする請求項1に記載の装置。

5. 前記ピラミッド切頭体が、そのレーザー底面の幾何学中心の周りに、光軸に直角な2つの互いに直角をなす方向に振動することができることを特徴とする請求項4に記載の装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は一般に医学に関し、さらに詳細には眼科学に関し、特に非正視症(屈折異常)の外科的治療のための装置に関するものである。

現在、レーザー治療方法は世界的に眼科手術の実施において採用され、特に紫外線励起レーザーによって発せられた放射線による、眼の屈折異常の矯正のためのレーザーの助けをかりる方法が採用されている。上記の目的のための工学レーザー

眼科手術ユニットにとっての最も緊急の問題は角膜に加えられる照射の所要の断面形状を得ることであり、このため出力レーザー放射線は光線の横断面積全面のエネルギー密度のむらのない対称的分布、特に矩形(均一)分布を特徴とすべきである。しかし、励起レーザーにおける分布エネルギー密度は、レーザー放射線の不均一かつ非対称の分布をいかにして均一な分布に変えるかという問題を最も緊急な問題とするようにはなっていない。

(従来の技術)

非正視症の外科的治療のための今までに開発された装置は、1つの共通の光軸上に配設された次の構成要素を具備する、すなわち紫外線パルス発生レーザーと、光線横断面積全面のレーザー放射線密度の均一分布のためのユニットと、光線横断面積全面のレーザー放射線エネルギー密度の所要分布の形成装置と、投影レンズとを具備するものとして知られている(SPIE, 第908巻、組織に対するレーザー相互作用、1988年、P.R. Ioder 他、

“角膜の紫外線レーザー切除のための光線分布システム”、第77～82頁参照)。

上記の装置において、レーザー放射線エネルギー密度の均一分布ユニットは、その効果については光学上公知のドーププリズムと同様の、鏡の回転システムとして作られている。光線の横断面積全面にわたるレーザー放射線エネルギー密度の均一の分布は、この光線を全体としてその光軸の周りに回転することによって得られる。この場合非均一分布が各個々の放射線パルスに残りそして均一性はやがて連続放射線パルスの行列を平均する結果として生じる。この公知のシステムの助けをかりる分布のこのような均一性は、光線横断面積全面のエネルギー密度分布にむらがなく変化のないことを特徴とするようなレーザーにとってのみ有効である。したがって、分布に激しい偏位の存在のもとで、実際に全ての実際のレーザーの場合での均一の密度分布を得ることは、エネルギー分布が散漫で単調であるレーザー光線の部分を切除することによってのみ可能となる。しかし、これは不都合

なエネルギー損失と害された精度と手術続行時間の延長とを伴うものである。

(発明が解決しようとする課題)

本発明の主たる本質的な目的は、各レーザー放射線パルスにおける光線横断面積全面にわたっての均一の分布を保証しレーザーから出る光線の任意のエネルギー分布を有するような、光線横断面積全面にわたってのレーザー放射線エネルギー密度の均一分布のためのユニットの構造を特徴とする、非正視症の外科的治療のための装置を提供することである。

(課題を解決するための手段)

本発明の本質は、非正視症の外科的治療のための装置であって、1つの共通の光軸上に配設された次の構成要素を具備する、すなわち、紫外線パルス発生レーザーと、光線横断面積全面にわたってレーザー放射線エネルギー密度を均一に分布させるユニットと、光線横断面積全面にわたるレーザ

ー放射線エネルギー密度の所要の分布の形成装置と、投影レンズとを具備する装置において、本発明により、レーザー放射線エネルギー密度を均一に分布するユニットが矩形横断面の導波管として形成されているという事実にある。

この導波管はまた正方形断面の平行六面体として形成することもでき、また付加レンズをレーザー放射線の通路に沿ってその前方に置くこともできる。

この場合この付加レンズは光軸と直角をなす平面上で振動することができるのが望ましい。

導波管は、その大きな方の底面がレーザーに對面するピラミッド切頭体として形成することもできる。

この場合ピラミッドは、光軸に直角な2つの互いに直角をなす方向に、レーザー底面の幾何学中心の周りを振動することができるようにすることが適当である。

(実施例)

第1及び第2図に示されるような非正視症(屈折異常)の外科的治療のための装置は、共通の光軸上に連続して配設された以下の構成要素を具備しており、すなわち、紫外線パルス発生レーザー1と、矩形断面ダイヤフラム2と、光線の断面領域にわたってレーザー1により発射された放射線のエネルギー密度を均等に分布させるユニット3であって、レーザー1によって発射された放射線の通路に沿うようにダイヤフラム2を通り越して置かれた付加レンズ4を一体に結合しているユニット3と、この付加レンズを通り越して配置された矩形断面導波管5と、光線断面領域にわたってレーザー放射線エネルギー密度の所要分布の形成装置6と、レーザー放射線を患者の角膜8上に導く投影レンズ7とを具備している。

この付加レンズは、光軸と直角をなす平面上で独立して2つの相互に直角な方向に振動することができ、そのためこのレンズの取付け部は機械的振動装置9の出力部材と結合されている。

ッドの形状に作られている。このピラミッドはその小さな方の底面の幾何学的中心'0'の周りを、光軸に直角な2つの相互に直角をなす方向に振動することができ、この目的のため、ピラミッドの大きな方の底面は機械的振動装置9の出力部材と結合されている。このピラミッド(すなわち、導波管11)は、レーザー放射線に対して透過性の材料、例えばマグネシウム弗化物で作られ、これに対し外側のピラミッド表面は精密研磨による高度の光学的品質の仕上げが与えられる。

本発明による第1、2図に示される非正視症の外科的治療のための装置の実施態様は次のように作動する。

レーザー1から出た放射光線12は、次のような調節可能な要素、すなわち高さ(a)と幅(b)とを有する矩形断面ダイヤフラム2を通過する。ダイヤフラム2はレーザー光線12から所望の部分を取り放す。次に光線13はレンズ4を通過しその横断面積と角度上の開口とを変えようとする。レンズ4を通過すると光線13は焦点距離 f_1 と f_2

レンズ4は子午線平面上に頭蓋の矢状縫合の平面とにおいてそれぞれ異なった焦点距離 f_1 と f_2 を有し(図面中焦点 F_1 と F_2 として現われている)そのわん曲表面は事実上交差した円筒体である。

与えられた実施態様における導波管5は実際上正方形断面の中空平行六面体であり、この平行六面体の壁の内面10は鏡反射コーティングを有している。

形成装置6として用いられるのは、可変断面円形ダイヤフラム、又は所定形状のスリットを有する回転ディスク、あるいはその他にその横断面積全面にわたる可変放射線吸収を特徴とする光学電池である。

投影レンズ7は角膜8上に導波管5の出口端の平面Pの像を構成する。

上記の実施態様と異なり、第3図と第4図に示されるものは、レーザー放射線エネルギー密度の均一な分布のためのユニット3は本質的に、その大きな方の底面がレーザー1に対面する切頭ピラミ

ッドの2つの焦点平面上に焦点を合わせる。レンズ14を通過した光線13は、その寸法がレンズ4の平面から観察の平面Hまでの距離Sによって決まる可変矩形横断面を有することを特徴としている。距離が $S > f_1$ で放射光線13の横断面の高さ a' と、距離 $S > f_2$ でのこの横断面の幅 b' とは次のとおりである。

$$a' = (S - f_1) \frac{a}{f_1};$$

$$b' = (S - f_2) \frac{b}{f_2}$$

この装置の与えられた実施態様においては、

$$a' = b' = C \quad \text{である。}$$

$$\text{この場合、距離 } S = f_1 \left(\frac{c}{a} + 1 \right) = \left(\frac{c}{b} + 1 \right)$$

での観察の平面Hにおける導波管5に入る放射光線13の末端の光線は、 $C \times C$ の横断面を有する鏡導波管5の壁に投射され、この導波管の出口端は、導波管5の作動部分の長さと同じ平面Hから距離 L だけ離れた平面P上に位置している。

$l = n(S - f_1) = m(S - f_2)$ という条件で、ここで $n, m = 2, 4, 6, \dots$ の任意の偶数の場合、導波管5に入る放射光線13は、導波管5の壁からの異なった数の反射を経た要素的な光線の系 $(n+1), (m+1)$ に分割される。これら要素的な光線の各々は導波管5の全出口端を充たす。

入射光線13を35の要素的な光線に分割する典型例が第5図に示され、ここで $n=6, m=4$ でありまた曲線14はレーザー1の出力部における光線12の等しい強さの領域を表わし、線15はダイヤフラム2を通った光線13の境界を示し、点線16は放射光線13の35個の要素的な光線を表わし、これら光線の各々は導波管5(平面P)の出口端上に投射され、それによりこの出口端が完全に充たされる。

導波管5の出口端の平面Pにおけるエネルギー密度分布は実際には、放射光線 $(n+1), (m+1)$ の干渉からもたらされる干渉パターンである。

導波管5の出口端における座標 (X, Y) を有する点での有効な放射線強度 E は

$$E = E_1 + E_2 + \dots + E_{(n+1)} + E_{(m+1)} + \dots + E_i + E_j$$

に等しく、

ここで E_1, E_2, \dots は対応波の (X, Y) 点での放射線の強度であり、

$$\sum E_i \cdot E_j \text{ は干渉項で、各々が直接 } \cos \delta_{ij} \text{ に比例し、}$$

$$\text{ここで } \delta_{ij} = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta l_{ij}$$

Δl_{ij} は波 i と j の走路の間の光学的差異を示し、

λ は放射線の波長である。

干渉パターンの周期 l に対して平均された強度分布により、

$$\cos \delta_{ij} = 0 \text{ であるので}$$

$$E = E_1 + E_2 + \dots + E_{(n+1)} + E_{(m+1)}$$

を得る。

したがって、干渉パターンの周期 l に関して平均化された後の導波管5の出口におけるエネルギー

密度分布は実際上、放射線エネルギー密度の均一分布をもたらす光線 $(n+1) \cdot (m+1)$ の分配値の合計である。例えば、エネルギー密度の2乗平均の平方根偏差は、入射光線13の $(n+1) \cdot (m+1)$ の等しい要素的な光線への無作為の分割にとって $\sqrt{(n+1) \cdot (m+1)}$ 倍だけ減少される。そこで干渉パターンの周期を概算してみよう。

簡単のため、2つの光線、すなわち壁から反射されないでこの装置を通過した光線と1回の反射を経た他の光線との2つの光線の中空導波管における干渉を考えてみる。隣接する強度最大部の間の距離、すなわち

$$\text{周期 } l \approx \frac{(l + (S - f_1)) \lambda}{C} \text{ である。}$$

$$l \leq 300 \text{ mm}, (S - f_1) \approx 50 \text{ mm}, C \approx 7 \text{ mm}, \lambda \approx 0.2 \mu\text{m} \text{ で、周期 } l < 10 \mu\text{m} \text{ である。}$$

隣接強度最大部(最小部)間の実際の距離は実質的に、走路における広範囲の差異を特徴とする非常に多くの放射光線の干渉により上記の値より低い。干渉パターンの正確な計算は非常に困難であ

り、そのため導波管出口における放射線強度分布の干渉異質性の尺度の上方の見積りとして $l \approx 10 \mu\text{m}$ の値を仮定する。過程中の低い周期に関する所要の平均化により眼科手術の手順が自動的に起こるが、その理由は、この手術が、レーザー1によって発射される放射線の約500パルスないし1000パルスからなり、その間医師によっても患者によっても制御されない

300 Hz に達する周波数の固有の眼球振動(眼の震え)のための偶発的な眼の運動により、また患者の心臓の鼓動、呼吸作用、ユニット自体の振動等により、干渉パターンの完全な抹消が起きるからである。

上記の要因にかかわらず、干渉パターンの完全な平均化が、レンズ4により2つの互いに直角の方向に行われる振動のため導波管5の出口端において生じる。

ユニット3の上記の因子にとって、 $10 \mu\text{m}$ から $20 \mu\text{m}$ を超える振幅を持ったレンズ4の振動は連続する放射線パルスに対応する干渉パターン

の完全な平均化をもたらす、またレーザー1の激しい放射線強度の突発(ホットスポット)の抹消をもたらすことになる。

第6図と第7図は放射線エネルギー密度の均一分布のためのユニット3の作用を示し、第6図は子午線平面における光線12の横断面全面にわたるレーザー放射線エネルギーの分布を、また第7図は導波管5の出口(平面P)における分布を、それぞれ示している。

導波管5の出口端から出る放射光線はこの光線の横断面全面のレーザー放射線エネルギー密度の所要分布の形成装置6を通過し、ここで平面Pで均一な放射光線のエネルギー密度は、与えられた外科手術を進めるのに必要な法則に従って変えられる。形成装置6として、可変断面円形ダイヤフラム、所定形状スリットを有する回転ディスク、又はこの他に横断光線面積全面にわたりレーザー1の放射線の可変吸収を特徴とする光電池を用いることができる。さらに放射光線17がレンズ7を通過しそして手術される眼の角膜8上に投射され

る。レンズ7は平面Pの像が角膜8上に構成されるように配置される。

第3図と第4図に示される装置の一実施態様は第1図と第2図に示される実施態様と同様に作動するが、光線13がダイヤフラム2を通過した後直接導波管11の入口に達する点だけが相違している。

さらに放射光線13は正方形のピラミッド切頭体の形状とされた導波管11を通過するが、このピラミッド切頭体は、 $a' \cdot b'$ 、 $a' \geq a$ で $b' > b$ 、の寸法の入口と、 $a'' \cdot b''$ 、ここで $a'' < a'$ 及び $b'' < b'$ 、特に $a'' = b''$ 及び $a' = b'$ の寸法の出口とを有している。

導波管11に入る放射光線12の中央部分は反射されることなくこの導波管を通過し、これに対し光線13の周辺部分は一方の平面上で1, 2, 3...pの反射をしこの平面に直角な他方の平面上で1, 2, 3...qの反射をする。この結果、 $(2p+1) \cdot (2q+1)$ の放射光線が導波管の出口端を通過し、これら光線の各々が全出口端を充たし、それによ

り放射エネルギー密度の均一分布が得られる。ピラミッド形状の導波管11から出る放射光線の角度開口(α_1, α_2)は、子午線平面と頭蓋矢状縫合の平面上でそれぞれ $\alpha_1 = 2p\beta_1$ 、及び $\alpha_2 = 2q\beta_2$ に等しく、ここで β_1, β_2 はそれぞれ子午線平面と頭蓋矢状縫合の平面上でのピラミッドの頂角を示す。

導波管11の長さ l は次の両条件に従うべきである。

$$l \geq \frac{a' - a''}{2 \operatorname{tg} \frac{\alpha_1}{2}} ;$$

$$l \geq \frac{b' - b''}{2 \operatorname{tg} \frac{\alpha_2}{2}}$$

大きな方のピラミッド底面の、中心'O'の周りの2つの互に直角な方向の角度的回転の結果、入って来る光線は特定のレーザーパルス毎に $(2p+1) \cdot (2q+1)$ の要素的光線への一定の新しい分割を受けることになり、それにより通時に

放射線エネルギー密度の付加的均一化が生じる。

ピラミッド形状導波管の出口端での放射線強度の分布は、 $(2p+1) \cdot (2q+1)$ の光線の干渉がもたられる。

さて、干渉パターンを評価してみるが、この点に鑑み導波管の壁から反射されることなくこの導波管を通過した放射光線の干渉と、頂角 β の円錐体の側面からの反射を受けた光線の干渉を考察してみる。

放射線強度の隣接する最大部(最小部)間の距離、すなわちその周期は $l = \frac{\lambda}{2 \sin 2\alpha}$ である。

$\beta \approx 0.02$ から 0.04 で $\lambda = 193\text{nm}$ の典型的な値にとって、周期 l は次のようになる。

$$l = \frac{0.2 \sim 0.4}{2 \cdot 0.04} \leq 5 \mu\text{m}$$

第1, 2図に示される実施態様におけるのと同じように、この考察中の実施態様では、このようなオーダーの干渉異質性の程度は眼科手術上の処置を導入するのに対して全く無視される。

大きな方のピラミッド底面によって行われる点
'0'の周りの0.01ラジアンオーダーの小さな
角度 γ の角度的回転は、 $\Delta(a'')$ の長さだけ出
口端の縁の直線の変位をもたらす。

$$\Delta(a'') = \frac{a''}{\cos \gamma} - a'' \approx a'' \frac{\gamma^2}{2}$$

ここで a'' 出口端の大きさを表わす。 $a'' = 7 \text{ mm}$
により、

$$\Delta(a'') \approx 7 \cdot \frac{10^{-4}}{2} = 0.3 \mu\text{m}$$

となる。

上記の値は眼科手術にとって全く無視されるも
のである。

導波管入口端のこの振動が、連続放射線パルス
からの干渉パターンの効果の完全な抹消をもたら
し、これがさらに顕著なのは、入って来るレーザ
ー光線の巨視的異質性の効果を完全に抹消するこ
ういうことが容易に実証できる。

(発明の効果)

本発明によれば、非正視症の外科的治療のため
のこの装置は實際上レーザーエネルギーの完全な利
用とその出力部における放射線エネルギー密度の任
意の分布を特徴とし、また手術の正確さを実質的
に高めるとともに手術時間を少なくとも2倍短縮
することを可能にする。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明による、平行六面体の形状とさ
れた導波管が設けられた非正視症の外科的治療の
ための装置の一実施態様の略式側面図、

第2図は第1図の平面図、

第3図はピラミッドの切頭体の形状とされた導
波管が設けられた第1図の装置の側面図、

第4図は第3図の側面図、

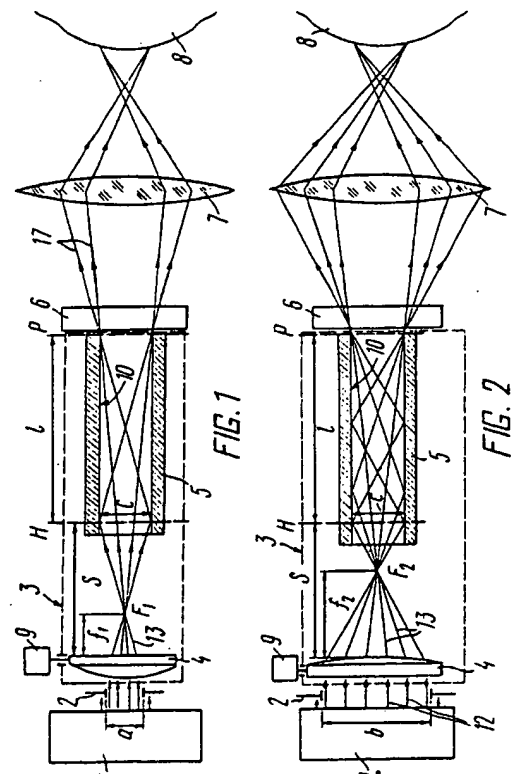
第5図は導波管における別々のパターンに分割
されたレーザー光線のパターンを示し、

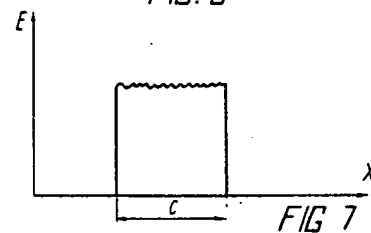
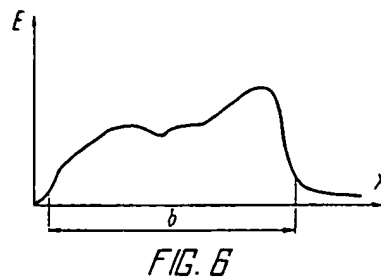
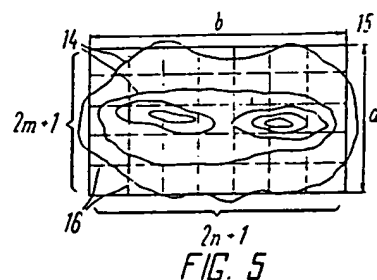
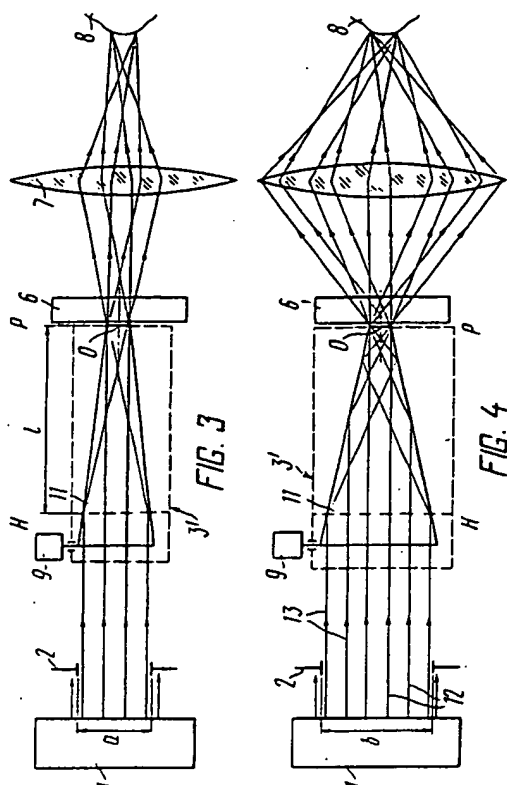
第6図はレーザーから出る光線の軸線に直角な
方向X(横座標として現われる)に沿うレーザー
放射線エネルギー密度E(縦座標として示される)

の分布曲線であり、

第7図は導波管出口における第5図の図である。

- 1…パルスを出すレーザー、2…ダイヤフラム、
- 3, 3'…レーザー光線横断面全体 of レーザ
ー放射線エネルギー密度の均一分布用ユニット、
- 4…付加レンズ、5…導波管、
- 6…レーザー光線横断面全面 of レーザ
ー放射線エネルギー密度の所要分布形成装置、
- 7…投影レンズ、8…角膜、
- 9…機械的振動装置、10…導波管内面、
- 11…導波管、12…レーザー放射光線、
- 13…ダイヤフラム通過放射線、
- 14…等価光線密度曲線、
- 15…ダイヤフラム外形(開口)線、
- 16…要素的光線に分割するレーザー光線の線。





第1頁の続き

優先権主張

③1989年2月17日③ソ連(SU)③4647694

⑦発明者

レオニド フェオドシ
エビチ リニクソビエト連邦, モスコ, テグニンスカヤ ウリツア,
17, クバルチーラ 36

⑦発明者

アレクサンドル ドミ
トリエビチ セメノフソビエト連邦, モスコ, ヤロスラフスコエ シヨスセ,
8, コルプス 2, クバルチーラ 648

⑦発明者

フラデイミル ステバ
ノビチ テュリンソビエト連邦, モスコ, ウリツア イバナズザニナ,
2, コルプス 1, クバルチーラ 292

⑦発明者

ミハイル ユリエビチ
オルロフソビエト連邦, モスコ, ウリツア マラヤ ブロンナ
ヤ, 17, クバルチーラ 1

⑦発明者

エフイム ナタノビチ
ペイリンソビエト連邦, モスコ, ウリツア ベルフナヤ マスロ
フカ, 21, クバルチーラ 83

⑦発明者

エフゲニ ナウモビチ
レフツイエルソビエト連邦, モスコ, ペトロフスコ-ラズモフスカヤ
アレヤ, 16, クバルチーラ 63

⑦発明者

イゴル アナトリエビ
チ スクボルツォフソビエト連邦, レニングラード, プロスペクト ナウキ,
10, コルプス 2, クバルチーラ 56